

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-276448

(43)Date of publication of application : 12.10.1999

(51)Int.Cl.

A61B 5/0245
A61B 5/0452
// G06F 17/14

(21)Application number : 10-085775

(71)Applicant : SEIKO EPSON CORP

(22)Date of filing : 31.03.1998

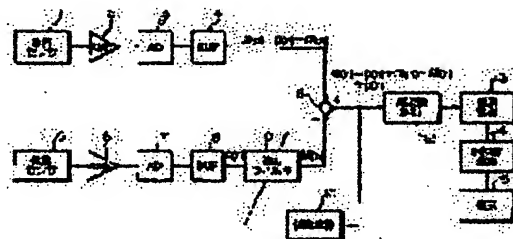
(72)Inventor : KOSUDA TSUKASA
KOBAYASHI MICHIO

(54) SIGNAL EXTRACT DEVICE AND SIGNAL EXTRACT METHOD

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To extract a desired signal in a very simple constitution and with high reliability by equipping a subtractor for obtaining a difference and a coefficient arithmetic means for determining a constant of an adaptive filter so that the average of square values of differences is small, and outputting the difference as extraction result of a desired component.

SOLUTION: A subtractor 11 subtracts an estimated value $M(n)$ from a pulse wave signal $x(n)$. That is, a residual signal $e(n)$ becomes equal to $p(n)+m(n)-M(n)$. A coefficient arithmetic part 10 sequentially calculates such a constant that the square average of residual signal $e(n)$ is minimum on the basis of the past sample, and a calculated constant is set in an adaptive filter 9. A frequency analyzing part 12 conducts high speed Fourier transform processing for a series of residual signals $e(n)$ to obtain the frequency component. A pulse wave extract part 13 extracts a component having the maximum level among the frequency components as a pulse wave component, and a pulse rate arithmetic part 14 computes a pulse rate per one minute according to the frequency value related to the pulse wave component, and a display part 15 displays a computed pulse rate.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 30.04.2002

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J-P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-276448

(43) 公開日 平成11年(1999)10月12日

(51) Int.Cl.⁶

識別記号

F I

A 6 1 B 5/0245

A 6 1 B 5/02

3 1 0 Z

5/0452

3 2 2

// G 0 6 F 17/14

5/04

3 1 2 A

G 0 6 F 15/332

A

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号

特願平10-85775

(22) 出願日

平成10年(1998) 3 月31日

(71) 出願人 000002369

セイコーエプソン株式会社

東京都新宿区西新宿 2 丁目 4 番 1 号

(72) 発明者 小須田 司

長野県諏訪市大和 3 丁目 3 番 5 号 セイコーエプソン株式会社内

(72) 発明者 小林 道夫

長野県諏訪市大和 3 丁目 3 番 5 号 セイコーエプソン株式会社内

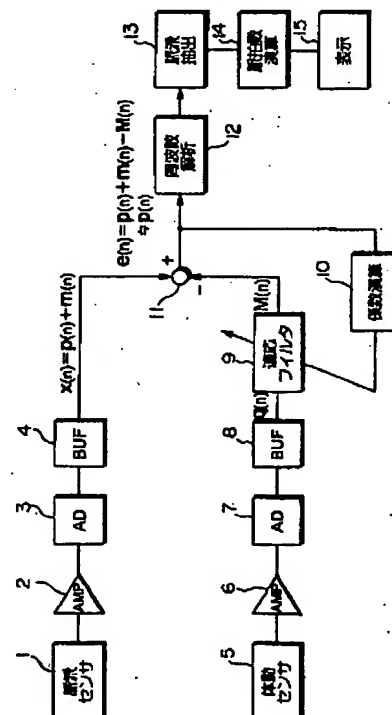
(74) 代理人 弁理士 川▲崎▼ 研二 (外 1 名)

(54) 【発明の名称】 信号抽出装置および信号抽出方法

(57) 【要約】

【課題】 所望成分 p (拍動成分) と不要成分 m (体動成分) とを含む信号 x (脈波信号) と、前記不要成分 m に相関する信号 q (体動信号) とに基づいて、所望成分 p を簡単な構成かつ高い信頼度で抽出する。

【解決手段】 信号 q に基づいて不要成分 m の予測値 M を求める適応フィルタ 9 と、信号 x と予測値 M との差分 e を求める減算器 11 と、差分 e の 2 乗値の平均が小となるように適応フィルタ 9 の定数を決定する係数演算部 10 とを設け、差分 e を所望成分 p の抽出結果として出力する。



(2)

【特許請求の範囲】

【請求項1】 所望成分pと不要成分mとを含む信号xと、前記不要成分mに相関する信号qとに基づいて前記所望成分pを抽出する信号抽出装置であって、前記信号qに基づいて前記不要成分mの予測値Mを求める適応フィルタと、前記信号xと前記予測値Mとの差分eを求める減算器と、

前記差分eの2乗値の平均が小となるように前記適応フィルタの定数を決定する係数演算手段とを具備し、前記差分eを前記所望成分pの抽出結果として出力することを特徴とする信号抽出装置。

【請求項2】 前記信号xは生体の脈波信号であり、前記所望成分pは該脈波信号に含まれる拍動成分であり、前記不要成分mは前記脈波信号に含まれる体動成分であり、前記信号qは前記生体の体動信号であり、前記生体の脈波を測定して前記脈波信号を出力する脈波センサと、前記生体の体動を測定して前記体動信号を出力する体動センサとを具備することを特徴とする請求項1記載の信号抽出装置。

【請求項3】 所望成分pと不要成分mとを含む信号xと、前記不要成分mに相関する信号qとに基づいて前記所望成分pを抽出する信号抽出方法であって、適応フィルタによって前記信号qに基づいて前記不要成分mの予測値Mを求める過程と、前記信号xと前記予測値Mとの差分eを求める過程と、前記差分eの2乗値の平均が小となるように前記適応フィルタの定数を決定する過程と、前記差分eを前記所望成分pの抽出結果として出力する過程とを有することを特徴とする信号抽出方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、脈波測定に用いて好適な信号抽出装置および信号抽出方法に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、運動時における健康管理のため、脈波、心電、その他各種の被験者の生体状態を検出することが望まれている。しかし、運動時においては、体動に起因する雑音が生体状態の検出結果に重畳する。例えば、脈波信号には本来の拍動成分に加えて体動成分が重畳し、心電の測定結果には筋電が重畳する。

【0003】例えば、特開平7-227383号公報においては、脈波信号にFFT処理を施し、加速度センサ等によって体動信号を検出し、脈波信号から体動信号に対応する周波数成分を除去する技術が開示されている。また、特開平5-184548号公報においては、複数の脈波信号の相関関係に基づいて体動成分を除去して脈拍数を求める技術が開示されている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】特開平7-227383号公報に開示された技術においては、体動信号と脈波信号上の体動成分との関係を求めておかなければならない。しかし、かかる関係は運動の種類に応じて異なるため、運動の種類毎に予め対応関係を求めておく必要があった。しかも、かかる関係には個人差があるため、被験者一人一人に対して対応関係を求めなければならず、きわめて煩雑であった。

【0005】また、特開平5-184548号公報に開示された技術においては、拍動成分の抽出に体動信号を用いていないため、正確な脈拍数を得ることが困難であった。この発明は上述した事情に鑑みてなされたものであり、きわめて簡単な構成かつ高い信頼度で所望の信号を抽出できる信号抽出装置および信号抽出方法を提供することを目的としている。

【0006】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため請求項1記載の構成にあっては、所望成分pと不要成分mとを含む信号xと、前記不要成分mに相関する信号qとに基づいて前記所望成分pを抽出する信号抽出装置であって、前記信号qに基づいて前記不要成分mの予測値Mを求める適応フィルタと、前記信号xと前記予測値Mとの差分eを求める減算器と、前記差分eの2乗値の平均が小となるように前記適応フィルタの定数を決定する係数演算手段とを具備し、前記差分eを前記所望成分pの抽出結果として出力することを特徴とする。さらに、請求項2記載の構成にあっては、請求項1記載の信号抽出装置において、前記信号xは生体の脈波信号であり、前記所望成分pは該脈波信号に含まれる拍動成分であり、前記不要成分mは前記脈波信号に含まれる体動成分であり、前記信号qは前記生体の体動信号であり、前記生体の脈波を測定して前記脈波信号を出力する脈波センサと、前記生体の体動を測定して前記体動信号を出力する体動センサとを具備することを特徴とする。また、請求項3記載の構成にあっては、所望成分pと不要成分mとを含む信号xと、前記不要成分mに相関する信号qとに基づいて前記所望成分pを抽出する信号抽出方法であって、適応フィルタによって前記信号qに基づいて前記不要成分mの予測値Mを求める過程と、前記信号xと前記予測値Mとの差分eを求める過程と、前記差分eの2乗値の平均が小となるように前記適応フィルタの定数を決定する過程と、前記差分eを前記所望成分pの抽出結果として出力する過程とを有することを特徴とする。

【0007】

【発明の実施の形態】1. 実施形態の全体構成および動作

次に、本発明の一実施形態の脈拍計の構成を図1を参照し説明する。図において1は脈波センサであり、被験者の脈波信号を検出する。この脈波信号は、増幅器2を介してAD変換器3に供給され、サンプリングされた後、

3

バッファ4に記憶される。なお、本実施形態におけるサンプリング周波数は「8Hz」である。

【0008】ここで、 n 番目のサンプルにおける脈波信号を「 $x(n)$ 」のように表わす。この脈波信号 $x(n)$ は、本来の拍動成分 $p(n)$ と、体動に基づく体動成分 $m(n)$ との和になる。5は体動センサであり、加速度センサ等によって構成され、被験者の体動信号を測定する。この体動信号は、増幅器6を介してAD変換器7に供給され、サンプリングされた後、バッファ8に記憶される。なお、 n 番目のサンプルにおける体動信号を「 $q(n)$ 」のように表わす。

【0009】次に9は「17次」のFIRフィルタによって構成された適応フィルタであり、下式に基づいて体動成分 $m(n)$ の予測値 $M(n)$ を算出する。なお、下式において N はFIRフィルタの次数（＝17）であり、 h_k は定数である。

【数1】

$$M(n) = \sum_{k=0}^{N-1} h_k \cdot q(n-k)$$

【0010】ここで、適応フィルタ9の詳細構成を図17に示す。図において401～40nは遅延回路であり、体動信号 $q(n)$ を1サンプリング周期づつ遅延させる。410～41nは乗算器であり、体動信号 $q(n)$ およびその遅延信号 $q(n-1)$, $q(n-2)$, …… $q(n-k)$ に対して、各々定数 h_0 , h_1 , …… h_{N-1} を乗算する。420は加算器であり、これら乗算結果の総和を求める。これにより、体動信号 $q(n)$ およびその遅延信号 $q(n-1)$, $q(n-2)$, …… $q(n-k)$ に対して重み付けが施され、予測値 $M(n)$ が求められることになる。

【0011】図1に戻り、11は減算器であり、脈波信号 $x(n)$ から予測値 $M(n)$ を減算する。すなわち、残差信号 $e(n)$ は、「 $p(n) + m(n) - M(n)$ 」に等しくなる。次に、10は逐次最小2乗法を採用した係数演算部である。すなわち、係数演算部10においては過去の「128」サンプルに基づいて、残差信号 $e(n)$ の2乗平均が最小になるような定数 h_k （但し、 $k=1, 2, \dots, N$ ）が逐次算出され、算出された定数 h_k は適応フィルタ9に設定される。

【0012】12は周波数解析部であり、一連の残差信号 $e(n)$ に対してFFT（高速フーリエ変換）処理を施し、その周波数成分を求める。13は脈波抽出部であり、これら周波数成分の中から最大のレベルを有する成分を脈波成分として抽出する。14は脈拍数演算部であり、脈波成分に係る周波数値に基づいて、1分間あたりの脈拍数を演算する。15は表示部であり、演算された脈拍数を表示する。このように、サンプリングデータ毎（本実施形態では128点）に適応フィルタをかけ脈拍数を求めるため、日常生活において連続的に正しい脈拍数を得ることが可能となる。

(3)

4

【0013】上記構成において、残差信号 $e(n)$ は「 $p(n) + m(n) - M(n)$ 」であるが、このうち拍動成分 $p(n)$ と体動成分 $m(n)$ との相関関係は小さいため、係数演算部10における定数 h_k の決定において拍動成分 $p(n)$ の影響は小さい。従って、予測値 $M(n)$ は大部分が体動成分 $m(n)$ に基づいて決定されることになり、予測値 $M(n)$ は体動成分 $m(n)$ に近い値になる。これにより、残差信号 $e(n)$ は拍動成分 $p(n)$ に近似し、周波数解析部12、脈波抽出部13および脈拍数演算部14を介して正確な脈拍数を得ることが可能になる。

【0014】ここで、従来技術および本実施形態において脈波信号の中から拍動成分を抽出した例を図2～図6を参照し説明する。図2は脈波センサ1によって検出された脈波信号の波形およびFFT解析結果であり、拍動成分が体動成分の中に埋もれ、検出が困難な状態である。また、図3は体動センサ5によって検出された体動信号の波形およびFFT解析結果である。図4は単なる両者の差分の波形およびFFT解析結果であり、拍動成分よりも体動成分のレベルが高く、正確な脈拍数の測定が困難な状況にある。

【0015】次に、図5は脈波信号に対して自己相関を求めて体動成分を除去した場合の波形およびFFT解析結果である。図5は、図4と比較するとやや拍動成分が際立っているものの、依然として拍動成分よりも高いレベルの体動成分が存在するため、誤動作する可能性がある。

【0016】次に、図6は本実施形態によって得られた残差信号 e の波形およびFFT解析結果である。同図によれば、拍動成分のスペクトルは体動成分のスペクトルよりもレベルが高くなっているから、残差信号 e のFFT解析結果において単に最大スペクトルを求めれば、直ちに脈拍数を得ることができる。

【0017】以上のように、本実施形態の脈拍計によれば、運動の種類を問わず予測値 $M(n)$ を体動成分 $m(n)$ に近似させることができるから、高精度に拍動成分 $p(n)$ を抽出することができ、正確な脈拍数を測定することができる。

【0018】2. センサ部分の構成

2. 1. 脈波センサ1および増幅器2

次に、本実施形態における各部の詳細構成を説明する。まず、脈波センサ1および増幅器2の回路図を図7に示す。図においてLED31、抵抗351、フィルタ32およびフォトダイオード33によって脈波センサ1が構成され、OPアンプ34および抵抗352によって増幅器2が構成されている。

【0019】LED31に電源+Vが供給されると、抵抗351の値によって定まる電流がLED31に流れ、光が照射される。この照射光はフィルタ32を介して手首の光に照射され、血液流中の酸化ヘモグロビンHbO2で吸収され、吸収を免れた光が生体の組織で反射され

5

る。反射光は、再びフィルタ32を介してフォトダイオード33に入射される。

【0020】ここで、脈波測定用のLED31の発光特性を図11に示す。図示の例においては、LED31は、525nmをピーク波長として半値幅40nmの発光特性を有している。ところで、600nm以上の波長領域では酸化ヘモグロビンHbO₂による照射光の吸光がほとんど行われず、600nm未満の波長領域において酸化ヘモグロビンHbO₂の吸光係数が増大する。また、酸化ヘモグロビンHbO₂は血液流の脈動に従って移動するので、酸化ヘモグロビンHbO₂による吸光特性の変動は脈波に対応する。

【0021】フォトダイオード33のカソードは電源+Vに接続され、アノードはOPアンプ34の負入力端子に接続されている。また、OPアンプ34の正入力端子は接地されているから、フォトダイオード33のアノードはグラウンドにイマジナリーショートされる。したがって、フォトダイオード33は、逆バイアスされ、光がそこに入射すると、光量に応じた電流が流れる。OPアンプ34と抵抗352は、フォトダイオード33からの電流を電圧に変換するとともに増幅する。したがって、OPアンプ34の出力信号は、入射光の光量に応じて変動する。なお、フォトダイオード33の分光感度特性を図12に示す。

【0022】2. 2. 体動センサ5および増幅器6
次に、体動センサ5および増幅器6の回路図を図8に示す。図8の構成は図7のものと同様であり、LED37、抵抗351、フィルタ38およびフォトダイオード39によって体動センサ5が構成され、OPアンプ34および抵抗352によって増幅器6が構成されている。

【0023】但し、体動センサ5におけるLED37は、図13に示すように660nmにピーク波長があり、その半値幅が40nmとなる発光特性を示している。このように計測に用いる波長領域を600nm以上に設定すると、酸化ヘモグロビンHbO₂による照射光の吸光はほとんどないので、脈波成分に係わるスペクトルS_mのスペクトル強度が大幅に減少する。

【0024】一方、体動が生じて組織が振動すると、照射光の吸収率が変動するため、フォトダイオード39への入射光は体動に応じた変動を伴うことになる。これにより、体動に応じたレベルの出力信号がフォトダイオード39から出力される。なお、脈波センサ1および体動センサ5の詳細構成は本出願人による特願平9-308913号等に開示されている。

【0025】3. 外観構成

図14は、本実施形態に係わる脈拍計の外観構成を示す図である。図において、本例の脈拍計では、腕時計構造を有する装置本体110と、この装置本体から引き出されたケーブル120と、このケーブル120の先端側に設けられた体動センサユニット130と、この体動セン

(4)

6

サユニット130を指や手首などに装着するためのセンサ固定用バンド140とから大略構成されている。この体動センサユニット130は反射型の光センサによって構成されている。

【0026】装置本体110は、計時機能が内蔵された時計ケース211、およびこの時計ケース211を腕に装着するためのリストバンド212から構成されている。時計ケース211の表面側には、現在時刻や日付に加えて、体動センサユニット130での検出結果に基づく体動情報（生体情報）なども表示する液晶表示装置113が構成されている。また、時計ケース211の内部には、体動センサユニット130による検出結果たる体動信号V_tが供給されるデータ処理回路50が内蔵されている。データ処理回路50は、体動信号V_tにFFT処理を施し、その処理結果を解析することにより、ピッチPを算出している。なお、時計ケース211の外側面には、時刻合わせや表示モードの切換などを行うためのボタンスイッチ111、112が設けられている。

【0027】脈拍計の電源は、時計ケース211に内蔵されている電池であり、ケーブル120は、電池から体動センサユニット130に電力を供給するとともに、体動センサユニット130の検出結果を時計ケース211内のデータ処理回路50に入力可能である。本例のセンサ固定用バンド140には、マジックテープが張られており、図15に示すように、センサ固定用バンド140は、体動センサユニット130を指の根本に密着した状態で取り付け可能である。

【0028】センサ固定用バンド140の内面には、円盤状の体動センサユニット130が固定されており、それには図6に模式的に示すように、LED31、37、フォトダイオード33、39が指に向けてられている。LED31が、光を指に向けて照射すると、照射光は酸化ヘモグロビンHbO₂によって吸収され、吸収を免れた照射光が組織によって反射され、その反射光がフォトダイオード33によって受光される。

【0029】また、LED37が光を指に向けて照射すると、照射光は組織によって吸収され、吸収を免れた照射光が組織によって反射され、その反射光がフォトダイオード39によって受光される。センサ固定用バンド140の素材は、光を透過させないものが選ばれる。したがって、脈拍計を屋外で使用した場合であっても、自然光がフォトダイオード33、39に直接入射することはない。

【0030】4. 変形例

本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、例えば以下のように種々の変形が可能である。

(1) 上記実施形態における係数演算部10は逐次最小2乗法を採用したが、これに代えて学習同定法等、任意の適応アルゴリズムを用いることができる。

【0031】(2) また、上記実施形態においては、脈波

7

信号の拍動成分に基づいて脈拍数を得たが、例えば拍動成分の詳細な周波数解析を行って被験者の健康状態を診断するように構成してもよい。

【0032】(3)さらに、上記実施形態は脈波信号から体動成分を除去する場合について説明したが、本発明はかかる用途に限定されるものではなく、所望成分 p と不要成分 m とを含む信号 x と、該不要成分 m に相関する信号 q とに基づいて所望成分 p を抽出するあらゆる用途に適用可能である。

【0033】例えば、被験者の運動中に心電図を測定すると、心電図には本来の心電の他に筋電が重畳するが、この本来の心電を所望成分 p とし、筋電を不要成分 m とし、体動信号を信号 q とすると、上記実施形態と同様の構成によって本来の心電を抽出することができる。

【0034】(4)また、上記実施形態においては、体動センサ5として光電式センサを用いたが、体動センサの方式としては種々のものが考えられる。例えば、図9に示すように、長さ8mm程度、直径3mm程度のPZT500を基板上に実装し、このPZT500に印加される歪みに基づいて加速度すなわち体動を検出することができる。かかる場合の増幅器6の構成例を図10に示す。

【0035】(5)同様に、上記実施形態においては、脈波センサ1として光電式センサを用いたが、これに代えて圧脈波センサ等、周知の様々な脈波センサを用いてもよい。

【0036】(6)また、上記実施形態においては、周波数解析部12、脈波抽出部13および脈拍数演算部14によって脈拍数を求めたが、これらに代えて残差信号 e (n)を矩形波に変換する変換回路を設け、この矩形波の周期により、脈拍数を求めてもよい。

【0037】(7)また、上記実施形態においては、指に取り付けた体動センサユニット130において脈波および体動を測定したが、脈波および体動は被験者の任意の部位において測定することができる。その一例として、時計ケース211の裏面においてこれらセンサを設けた例を図16に示す。図に示すように、上述した体動センサユニット130に対応する脈波センサユニット300が、時計ケース211の裏面側に本体と一体になって形成されている。時計ケース211には、これを腕に装着するためのリストバンド212が構成されており、リストバンド212を手首に巻きつけて装着すると、時計ケース211の裏面側が手首の甲に密着する。

【0038】時計ケース211の裏面側には、裏蓋54で固定される透明ガラス137が設けられている。透明ガラス137は、脈波センサユニット300を保護するとともに、LED31、37の照射光、生体を介して得られる反射光を透過する。

【0039】時計ケース211の表面側には、現在時刻や日付に加えて、脈波センサユニット300の検出結果

(5)

8

に基づく脈拍数HRなどの生体情報も表示する液晶表示装置113が構成されている。また、時計ケース211の内部には、メイン基板51の上側にCPU等の各種IC回路が設けられており、これによってデータ処理回路50が構成される。

【0040】また、メイン基板51の裏面側には電池52が設けられており、電池52から液晶表示装置113、メイン基板51および脈波センサユニット300に電源が供給されるようになっている。メイン基板51と脈波センサユニット300とは、ヒートシール53によって接続されており、ヒートシール53に形成される配線によって、メイン基板51から電源が脈波センサユニット300に供給され、脈波センサユニット300からメイン基板51に脈波信号 V_m が供給されるようになっている。

【0041】データ処理回路50は、脈波信号 V_m にFFT処理を施し、その処理結果を解析することにより、脈拍数HRを算出している。なお、時計ケース211の外側面には、時刻合わせや表示モードの切換などを行うためのボタンスイッチ111、112(図示せず)が図14に示す脈拍計と同様に設けられている。

【0042】この生体情報計測装置のリストバンド12を手首に巻きつけて装着すると、時計ケース211の裏面側が手首の甲に向けられる。このため、LED31、37からの光が透明ガラス37を介して手首の甲に照射され、その反射光がフォトダイオード33、39に受光されるようになっている。

【0043】

【発明の効果】以上説明したようにこの発明によれば、信号 x と予測値 M との差分 e の2乗値の平均が小となるように適応フィルタの定数を決定するから、きわめて簡単な構成かつ高い信頼度で所望の信号を抽出することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の一実施形態のブロック図である。

【図2】 脈波信号の波形およびFFT解析結果を示す図である。

【図3】 体動信号の波形およびFFT解析結果を示す図である。

【図4】 従来技術によって抽出した拍動成分の波形およびFFT解析結果を示す図である。

【図5】 他の従来技術によって抽出した拍動成分の波形およびFFT解析結果を示す図である。

【図6】 本実施形態によって抽出した拍動成分の波形およびFFT解析結果を示す図である。

【図7】 脈波センサ1および増幅器2の回路図である。

【図8】 体動センサ5および増幅器6の回路図である。

【図9】 体動センサ5の変形例を示す図である。

(6)

9

10

【図10】 増幅器6の変形例の回路図である。

【図11】 脈波センサ1におけるLED31の発光特性図である。

【図12】 フォトダイオード33, 39の分光感度特性図である。

【図13】 体動センサ5におけるLED37の発光特性図である。

【図14】 本実施形態の脈拍計の外観構成を示す図である。

【図15】 図14の要部の断面図である。

【図16】 上記実施形態の変形例の断面図である。

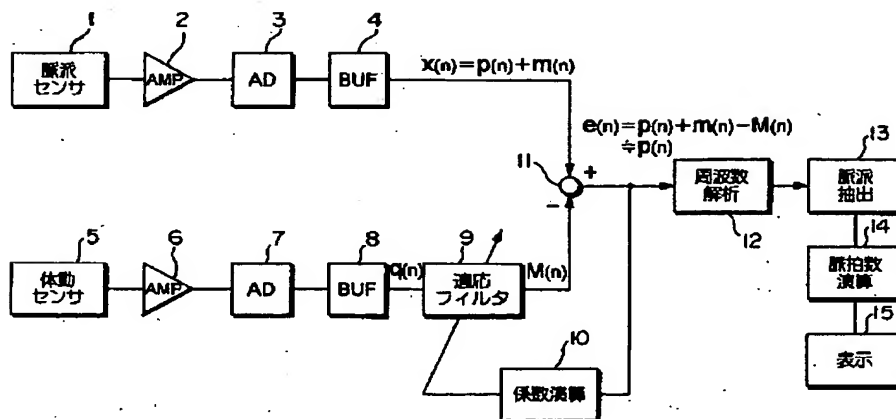
【図17】 適応フィルタ9の回路図である。

【符号の説明】

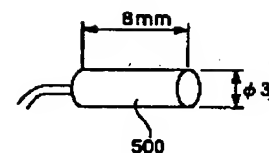
- 1 脈波センサ
- 2 増幅器
- 3 AD変換器
- 4 バッファ
- 5 体動センサ
- 6 増幅器
- 7 AD変換器
- 8 バッファ
- 9 適応フィルタ
- 10 係数演算部
- 11 減算器
- 12 周波数解析部
- 13 脈波抽出部
- 14 脈拍数演算部
- 15 表示部

- 31, 37 LED
- 32 フィルタ
- 33, 39 フォトダイオード
- 34 OPアンプ
- 37 LED
- 38 フィルタ
- 50 データ処理回路
- 51 メイン基板
- 52 電池
- 53 ヒートシール
- 54 裏蓋
- 101 脈拍計
- 110 装置本体
- 120 ケーブル
- 130 体動センサユニット
- 137 透明ガラス
- 140 センサ固定用バンド
- 211 時計ケース
- 212 リストバンド
- 300 脈波センサユニット
- 351 抵抗
- 352 抵抗
- 401~40n 遅延回路
- 410~41n 乗算器
- 420 加算器

【図1】

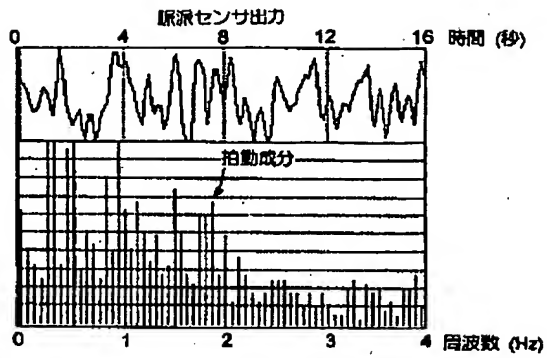


【図9】

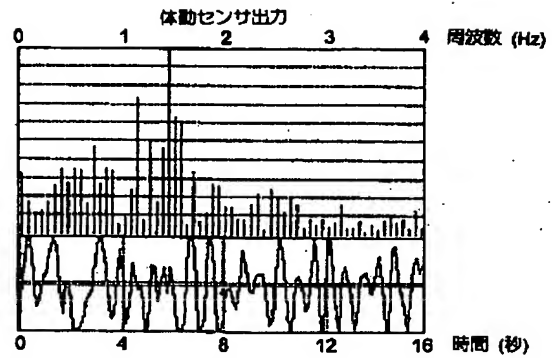


(7)

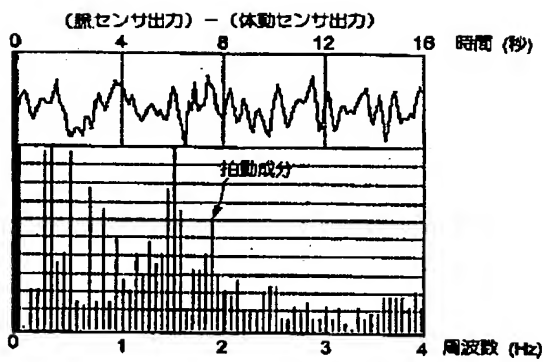
【図2】



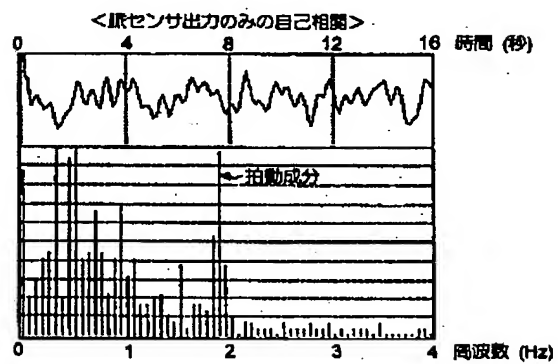
【図3】



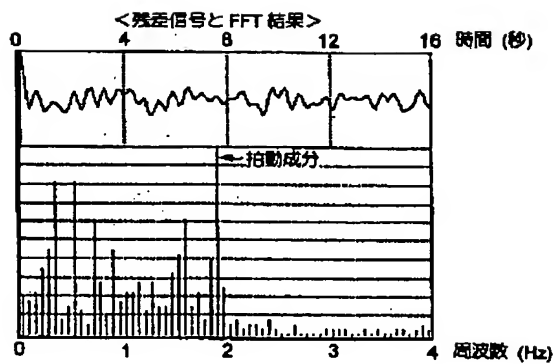
【図4】



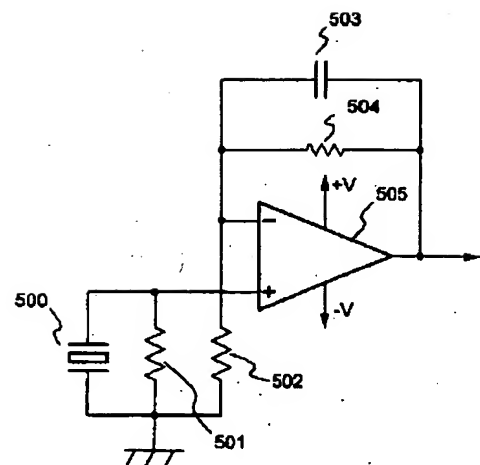
【図5】



【図6】

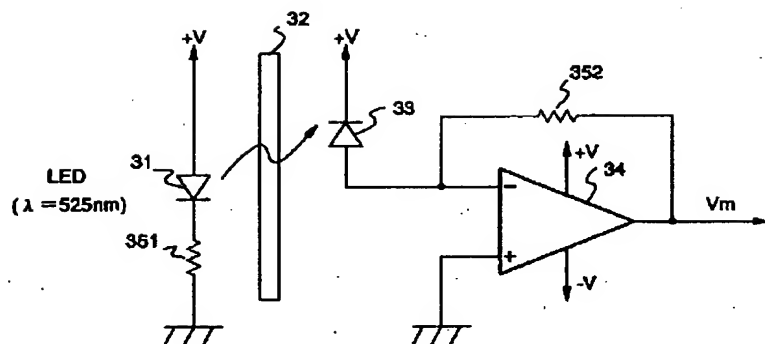


【図10】

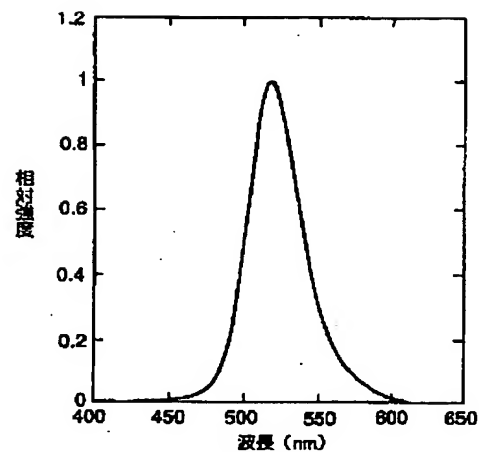


(8)

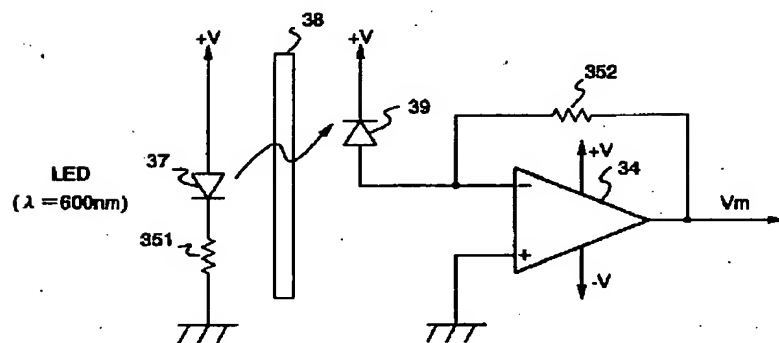
【図7】



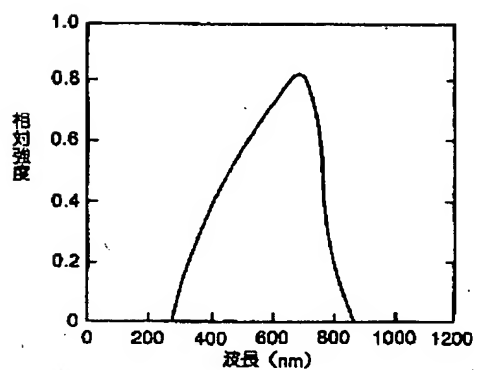
【図11】



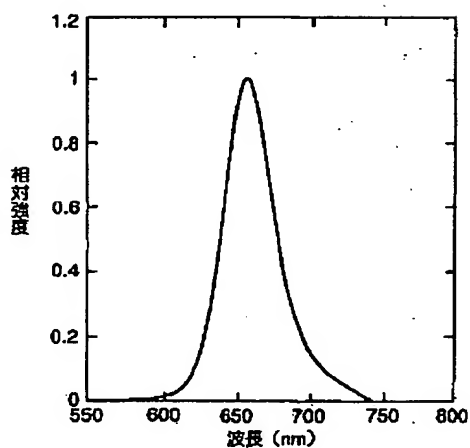
【図8】



【図12】

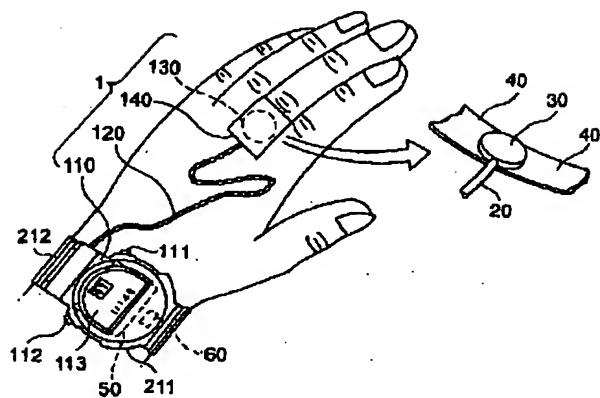


【図13】

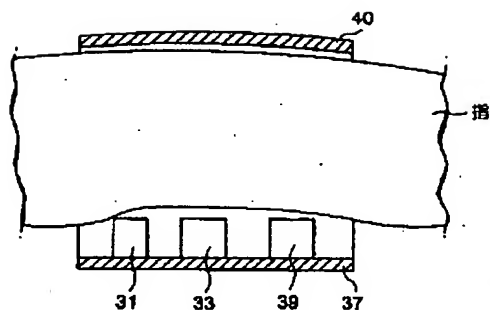


(9)

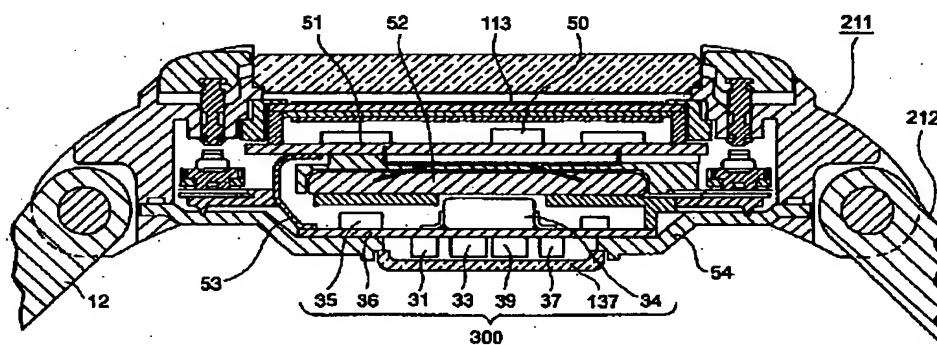
【図14】



【図15】



【図16】



【図17】

